

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-316180

(43)Date of publication of application : 16.11.1999

(51)Int.Cl.

G01N 11/00
A61B 8/06

(21)Application number : 11-014675

(71)Applicant : KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV

(22)Date of filing : 22.01.1999

(72)Inventor : COHEN-BACRIE CLAUDE
BRUNI FABRICE
BONNEFOUS ODILE

(30)Priority

Priority number : 98 98400145 Priority date : 23.01.1998 Priority country : EP
98 9808695 07.07.1998

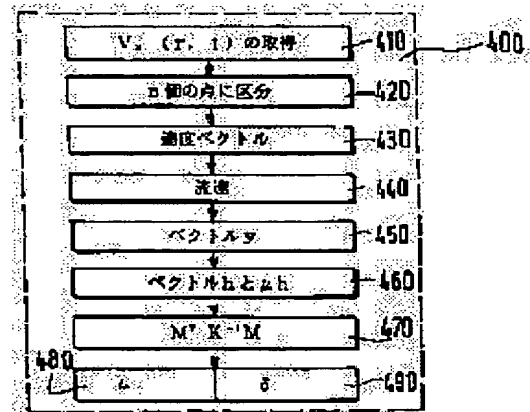
FR

(54) ECHO INSPECTION METHOD FOR DETERMINING VISCOSITY AND PRESSURE GRADIENT IN BLOOD VESSEL AND DEVICE THEREFOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a method and device for highly accurately determining the viscosity of blood flowing in an artery without using an invasive means under the influence of heartbeat generating a pressure gradient.

SOLUTION: In this method, a blood speed vector is formed by $n(≥2)$ pieces of blood speed values corresponding to (n) pieces of radii of a blood vessel determined in the diameter direction of a given axial position (430), a linear equation relating a flow velocity vector (y) to a velocity differential coefficient vector (h) multiplied by a viscosity (μ), and to a pressure gradient (σ) in the forward direction, is formed (470), and the two values of the viscosity (μ) and the pressure gradient (σ) are presumed based on the equation in the forward direction at the same time (480, 490). The velocity is more advantageously decided by the correlation of ultrasonic signals supplied from an echo inspection device. This method can be applied to a medical imaging, a medical echo check, etc.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-316180

(43)公開日 平成11年(1999)11月16日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 1 N 11/00

G 0 1 N 11/00

A

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平11-14675

(22)出願日 平成11年(1999) 1月22日

(31)優先権主張番号 9 8 4 0 0 1 4 5 : 3

(32)優先日 1998年 1月23日

(33)優先権主張国 ヨーロッパ特許庁 (E P)

(31)優先権主張番号 9 8 0 8 6 9 5

(32)優先日 1998年 7月 7日

(33)優先権主張国 フランス (F R)

(71)出願人 590000248

コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヴィ

Koninklijke Philips
Electronics N. V.

オランダ国 5621 ペーアー アインドー
フェン フルーネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 クロード コエン-バクリ

フランス国, 94450 リメイユ-ブルバン
ヌ, リュ・デュ・セルジャン・ボシャ 30

(74)代理人 弁理士 伊東 忠彦 (外1名)

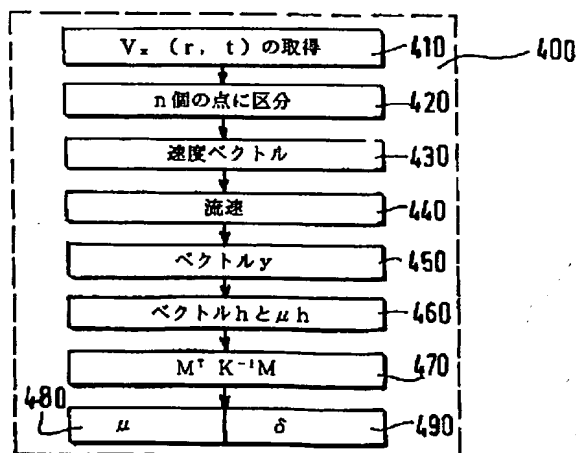
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血管中の粘度及び圧勾配を決定するエコー検査方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 本発明の目的は、圧勾配を生成する心拍の影響下で侵襲性手段を用いることなく動脈中を流れる血液粘度を高精度で決定する方法及び装置を提供することである。

【解決手段】 本発明の方法は、所与の軸方向位置の径方向に決定された血管の n (≥ 2) 個の半径に応じた n 個の血液速度の値から血液速度ベクトルを形成し、流速ベクトル y を粘度 (μ) 倍された速度微係数ベクトル (h) 及び圧勾配ベクトル (σ) に順方向に関連付ける線形方程式を形成し、順方向の方程式に基づいて粘度 (μ) 及び圧勾配 (σ) の2個の値を同時に推定する。速度は、エコー検査装置によって供給された超音波信号の相関によって判定される方が有利である。本発明は、医用映像化、医療エコー検査などに適用される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 血管中の粘度及び圧勾配を決定する方法において、異なる時点に所与の軸方向位置で径に沿って決定された上記血管の $n \geq 2$ である n 個の半径に応じて、血液速度の n 個の複数の値を取得する段階と、上記複数の血液速度の値を用いて上記血液速度のベクトルを形成し、上記血液速度の上記ベクトルの交換に基づいて上記粘度及び圧勾配を推定する段階とを含む方法。

【請求項2】 上記血液速度の上記ベクトルの交換を行うため、上記 n 個の半径に対応する上記血管の区分で $n \geq 2$ である n 個の複数の血液の流速の値によって形成された流速のベクトル(y)を形成し、 $n \geq 2$ である n 個の複数の半径方向微係数を対応した半径で除算することにより形成され、決定されるべき上記粘度(μ)倍されている速度微係数のベクトル(h)を形成し、決定されるべき上記圧勾配と単位行列の積によって形成される圧勾配ベクトル(σ)を形成し、上記流速のベクトル(y)を上記粘度(μ)倍された上記速度微係数のベクトル(h)及び上記圧勾配のベクトル(σ)に順方向に関連付ける線形方程式を形成し、順方向の上記方程式に基づいて上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)に対し決定されるべき2個の値を同時に推定する段階を含む請求項1記載の方法。

【請求項3】 上記流速のベクトル(y)を上記粘度(μ)倍された上記速度微係数のベクトル(h)及び上記圧勾配のベクトル(σ)に順方向に関連付ける上記線形方程式を反転させる演算によって、上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)に対し決定されるべき2個の値を同時に推定する段階を含む請求項2記載の方法。

【請求項4】 上記流速のベクトル(y)を上記粘度(μ)倍された上記速度微係数のベクトル(h)及び上記圧勾配のベクトル(σ)に順方向に関連付ける上記線形方程式を反転させるため、上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)の条件の下で上記流速のベクトル(y)の最大尤度を推定する段階を有する請求項3記載の方法。

【請求項5】 上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)の条件の下で上記流速のベクトル(y)の最大尤度を推定するため、粘度を μ 、圧勾配を σ 、流速のベクトルを y 、速度微係数のベクトルを h で表すとき、上記順方向の方程式に基づいて、 $M = y - \mu h - \sigma$

となる第1の行列 M 、及び、上記第1の行列 M の転置行列である第2の行列 M^T を推定する段階と、雑音分布に依存する係数を有する対角行列である第3の行列 K を推定する段階と、上記第1の行列 M と、上記第3の行列 K の逆行列 K^{-1}

と、上記第2の行列 M^T との積により表されるコスト関数 W 、すなわち、 $W = MK^{-1}M^T$

の最小値を探索することにより、上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)の条件の下で上記流速ベクトル(y)の最大尤度を推定する段階とを含む請求項4記載の方法。

【請求項6】 対角行列である上記第3の行列 K は、対角単位行列であり、雑音が均等に分布しているとみなされる請求項5記載の方法。

10 【請求項7】 上記流速の値の個数 n は2個であり、決定されるべき上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)の2個の値を推定する段階は、粘度を μ 、圧勾配のベクトルを σ 、流速のベクトルを y 、速度微係数のベクトルを h で表すとき、上記流速のベクトル(y)を上記粘度(μ)倍された上記速度微係数のベクトル(h)及び上記圧勾配のベクトル(σ)に順方向に関連付ける以下の線形方程式、 $y = \mu h + \sigma$ の対を形成し、

20 上記粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)を得るため、上記2個の流速の値及び上記2個の速度微係数値を用いて順方向の上記線形方程式の対を解法する段階を含む請求項2記載の方法。

【請求項8】 上記血液速度の値を取得するため、エコー検査励起軸(Z)沿って血管を走査する超音波トランスデューサによって供給される時間性信号を取得する段階と、時間的に相関した信号と、上記励起軸の方向に離散化された血液速度プロファイルとを供給するため、時間域で上記時間性信号を処理する段階と、上記血管中の上記励起軸(Z)上の異なる走査深さ(r)の血液速度プロファイル上で選択された $n \geq 2$ である n 個の血液速度の値に基づいて血液速度のベクトルを推定する段階とを有する請求項1乃至7のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項9】 上記時間性信号を処理する段階は、1ビット時間性相関を行う請求項8記載の方法。

【請求項10】 血管中を流れる血液の生理学的パラメータを測定、表示するエコー検査装置において、エコー検査励起軸(Z)に沿って血管を走査する超音波トランスデューサ(100)によって供給される時間性信号を取得する手段(200)と、時間的に相関した信号及び上記励起軸(Z)の方向に離散化された速度プロファイルを供給するため上記時間性信号を時間域で処理する手段(300)と、上記血管中の上記励起軸(Z)上の異なる走査深さ(r)の速度プロファイル上で選択された $n \geq 2$ である n 個の速度の値に基づいて血液速度のベクトルを推定し、上記血液速度のベクトルの交換によって上記血液の粘度(μ)及び圧勾配(σ)を推定する手段(400)

0)とを含み、
上記血液の粘度(μ)及び上記圧勾配(σ)は、請求項
2乃至9のうちいずれか一項記載の方法を使用すること
により推定されるエコー検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血管中の粘度及び
圧勾配を決定する方法に関する。本発明は、エコーグラ
フとも称される医学診断用超音波エコー検査装置の製造
分野に使用される。医療分野において、患者が脳血管又
は心臓血管に疾患を有する場合、血管の粘度のパラメー
タは、血管疾患の診断及び適切な処置の決定、例えば、
血管希釈療法に基づく処置の決定に重要な役割を果た
すので、血管の粘度を検査することが必要である。従
来、血液粘度を決定するため、患者から採取された血液
標本に対する測定を実施する必要がある。この処理には
重大な欠点がある。測定の結果は、直ちに利用可能では
なく、血液標本の採取自体が侵襲性であり、汚染の恐れ
がある。また、処置の効果を検査するため血液標本の採
取を周期的に繰り返す必要があり、このため、患者の血
管に損傷を加える可能性があることも欠点である。従
来、このような血液粘度の決定方法以外の方法は知られ
ていない。侵襲性手段とは、例えば、注射器に血液標本
を充たすため針を血管に導入する必要がある血液標本の
採取を意味することに注意する必要がある。

【0002】

【従来の技術】欧州特許EP 0 430 374号(米国特許US
5,103,826号, Bonnefous, 1992年4月14日)には、
動脈中の血液の速度プロファイルを決するため超音波
信号を処理するシステムが設けられた超音波エコー検査
装置が開示されている。このエコー検査装置は、超音波
信号を発信し、患者の動脈の領域から信号を受信するト
ランスデューサと、プローブに接続された送信器段とを
含む。この処理システムは、トランスデューサによって
返される連続的な信号の相関方法を利用して、時間及び
走査深度の関数として動脈中の血液の速度を評価する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、圧勾
配を生成する心拍の影響下で動脈中を流れる血液粘度を
決定するため、侵襲性手段を用いることなく実施するこ
とができ、採取された標本の分析を含む従来の方法によ
って実現される精度以上の精度で実行される方法を提供
することである。

【0004】

【課題を解決するための手段】上記本発明の目的は、請
求項1に記載された血管中の粘度及び圧勾配を決定する
方法によって達成される。本発明の方法は、異なる時点
に所与の軸方向位置で径に沿って決定された上記血管の
 $n \geq 2$ である n 個の半径に応じて、血液速度の n 個の複
数個の値を取得する段階と、上記複数個の血液速度の値

を用いて上記血液速度のベクトルを形成し、上記血液速
度の上記ベクトルの変換に基づいて上記粘度及び圧勾配
を推定する段階とを含む。

【0005】本発明の方法は、標本を利用する方法と同
程度に厳密であり、より高速かつ簡単に実施することが
でき、非侵襲性であるため患者の血管に損傷を加えるこ
となく多数回に亘って繰り返すことができるので非常に
有利である。本発明の方法の別の重要な利点は、血液標
本が採取、処置されることがないので、患者又は検査室
職員の汚染に関する全ての問題が回避されることであ
る。

【0006】請求項10に記載された超音波エコー検査
装置は、上記の本発明の方法を実施する手段が設けられ
ている。すなわち、本発明の血管中を流れる血液の生理
学的パラメータを測定、表示するエコー検査装置は、エ
コー検査励起軸(Z)に沿って血管を走査する超音波ト
ランスデューサ(100)によって供給される時間性信号
を取得する手段(200)と、時間的に相関した信号
及び上記励起軸(Z)の方向に離散化された速度プロフ
ァイルを供給するため上記時間性信号を時間域で処理す
る手段(300)と、上記血管中の上記励起軸(Z)上
の異なる走査深さ(r)の上記速度プロファイル上で選
択された $n \geq 2$ である n 個の速度の値に基づいて血液速
度のベクトルを推定し、上記血液速度のベクトルの変換
によって上記血液の粘度(μ)及び圧勾配(σ)を推定
する手段(400)とを含み、上記血液の粘度(μ)及
び上記圧勾配(σ)が上記本発明の方法を使用すること
により推定される。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、添付の概略的な図面を参照
して本発明の方法及び装置を詳細に説明する。本発明
は、組織領域において生体内検査される動脈中を流れる
血液の生理学的パラメータを決定し、特に、非侵襲的な
方法で血液粘度を実時間で決定し、動脈中の血圧勾配を
決定する超音波信号処理システムが設けられた超音波エ
コー検査装置に関する。

【0008】図1並びに図2の(A)、(B)及び
(C)を参照するに、超音波エコー検査装置は、送信器
段200及びディジタル処理段300に接続された少なく
とも1台の超音波トランスデューサ100を含む。ト
ランスデューサ100は、壁12、13を有する動脈1
0を検査するため組織領域11に適用される。超音波ト
ランスデューサ100によって放出されたビームは、好
ましくは、広帯域ビームである。

【0009】送信器段20は発振器及び分周器を含むシ
ーケンサを有し、分周器は反復周期Tで発生器を制御
し、発生器の電気励起信号はトランスデューサ100に
印加され、トランスデューサ100は電気励起信号を超
音波時間性信号に変換し、超音波時間制信号は反復周期
Tで励起軸Z方向に放出される。この放射システムにお

ける各超音波時間性信号は、周期Tに関して、 $k, k+1, \dots$ のように表される時間的な放出に関係するランクを有する。トランスデューサ100に接続された送信器段200は、動脈10を包含する組織領域11を走査する超音波ビーム50の形成を保证する。以下、この検査中に、血流が動脈10の長軸Xの方向に発生し、トランスデューサ100からの超音波ビームの励起軸Zは長軸Xと角度 Θ をなす場合を考える。走査の深さ（奥行き）は、励起軸Zの方向に沿って、Z軸上の空間座標 r を有し、動脈内の軸Xと軸Zの交点にある点0から、Z軸上の空間座標 r_0 を有し、例えば、動脈10の壁12のような壁にある点 R_0 まで順番にマークされた点 R_1, R_2, \dots, R_n で離散化される。

【0010】図1を参照するに、分離段101は、送信器段200と、処理段300と、トランスデューサ100との間に挿入され、送信された信号による送信器段200及び処理段300の過負荷を防止する。分離段101の出力に接続された処理段300は、被検査組織領域内の走査深さの関数として利得補償を実現する高周波増幅器を含む。処理段300は、分離段101からの信号 $S_k(t, r)$ に基づいて、特に、被検査動脈10の壁12、13からのスペクトル反射に起因する固定成分が除去された時間性エコー検査信号 $d_k(r, t)$ を送出する固定エコー除去器301を更に有する。

【0011】固定エコー除去器301によって供給された信号 $d_k(r, t)$ は、好ましくは、欧州特許EP 0 225 667号（米国特許US 4,803,390号、Bonnefous）に記載されているような相関方式に従って処理される。以下、この相関方式について簡単に説明する。この相関方式によれば、処理段（処理システム）300は、血液構造物、例えば、ターゲットTGと称される赤血球の集団*

$$V_x(r, t) = V_z(r, t) / \cos \Theta \quad (1)$$

を用いてZ軸方向の成分 $V_z(r, t)$ から推定される。

【0013】処理システム300は、ランク k 及びランク $k+1$ の2個の連続的なエコー検査時間性信号を相関させる方法を実行する。図2の(C)を参照するに、この相関方法のため、2個の連続的な時間性信号の間の相関が十分に安定するように、最初のランク k の励起中の超音波ビームに出現するターゲットの中の大部分は、後のランク $k+1$ の励起中のビームの際に存在し続ける必要がある。したがって、図2の(B)を参照するに、相関は、上記の必要条件が容易に充たされるように選択された寸法 w を有する所定の解像度ウィンドウ又はレンジゲートRG内で行われる。例えば、血液が 1 m/s のオーダーの流速を有し、2回の励起の間の期間Tが 10 kHz のオーダーの励起周波数に対応する $100\text{ }\mu\text{s}$ に一致する場合、2回の連続的な励起の間のターゲットの移動は 0.1 mm のオーダーになる。この移動は、適合に選択されたX軸方向に 1 mm のオーダー及びZ軸方向

*の流速を、ターゲットが励起軸Zと一致し、動脈の内面と関係した励起軸Z上の離散点に在る時点 t に決定する。このとき、中心0と、壁12上の点 R_0 との間の速度を評価するだけで十分である。その理由は、中心0と、軸Z及び動脈の別の壁13の交点に在る点 R' との間の速度は、対称性があると想定されるからである。Z軸方向の走査深さは空間座標 r によって与えられる。エコーが深さ r に在るターゲットによって返される時間は、 t として表される。処理段300は、特に、動脈10中の深さ r_0 から r_n までの範囲内に在るZ軸上の離散点毎にターゲットによって戻されたエコーの強度によって形成されたランク k の時間性エコー検査信号 $d_k(r, t)$ を処理し、それらの点における血液の流速を生成する。図3の(A)及び(B)は、かかるエコー検査時間性信号 $d_k(r, t)$ 及び $d_{k+1}(r, t)$ を表すグラフであり、このグラフの縦軸は任意のユニットのエコー検査信号の強度を示し、 μs （マイクロ秒）単位で示される横軸の時間座標 t は励起軸Z方向の空間座標 r と対応する。

【0012】図2の(A)及び(B)には、エコー検査装置が励起軸Zに関する速度以外の速度に感応しないことが示されている。そのため、ターゲットTGがX軸に沿って実際に移動する距離、並びに、ターゲットTGのX軸方向の速度は、いずれも測定されることがなく、距離及び速度のZ軸に関する射影だけが測定される。ターゲットの速度は、かくして、Z軸方向の成分 $V_z(r, t)$ によって時間 t 及び走査深さ r の関数として測定される。図2の(C)において、ランク k 及びランク $k+1$ の信号中にエコーを返すターゲットTGの深さが r_0 及び r_{n+1} として表される。長軸X方向の成分は、式：

に 0.3 mm のオーダーを有するレンジゲートRGの寸法よりも遙かに小さい。その場合、ターゲットの約20%が期間Tの間にレンジゲートから離れ、約20%がこのレンジゲートに入り、大部分のターゲットはレンジゲート内に留まる。

【0014】Z軸上の離散点で速度を決定するため処理システム300により実施される処理の基本的な概念は次の通りである。レンジゲートRG'内に存在する移動中のターゲットによって返される超音波時間性信号 $d_{k+1}(r, t)$ は、時点 t でZ軸方向にランク $k+1$ のエコー検査励起によって放出され、時点 $t-T$ で同じZ軸方向にランク k のエコー検査励起によって放出された前の時間性信号のレプリカであり、 τ が後の時間性信号によって生じた補足的な時間又は時間的シフトを表すとき、プローブ～ターゲット～プローブの経路を移動する間隔Tの間のターゲットの移動に起因して、時点 $t-T-\tau$ で同一のターゲットによって返される。

【0015】これにより、第一に、同一のターゲットか

ら返された2個の連続的なエコー検査時間性信号は式：

$$d_{k+1}(t) = d_k(t - T - \tau) \quad (2)$$

によって関連付けられる。したがって、時間的シフト τ ＊＊は式：

$$\tau = 2V_z(r, t)/c \quad (3)$$

によって与えられ、式中、 c は真空中の音速であり、組織内に拡張される。式(3)によって、軸方向速度 $V_z(r, t)$ は音速よりも非常に遅く、期間 T のターゲットの移動はトランスデューサからターゲットまでの距離よりも非常に短いという事実に基づいて近似をすることにより、空間座標 r を有する各離散点でターゲットの速度の成分 $V_z(r, t)$ を決定することができる。

【0016】その結果として、流速は、2回のエコー検査

$$C_{k+1}(t_0, u) = \int_{t_0}^{t_0 + w_0} d_k(t) d_{k+1}(t + u) dt \quad (4)$$

【0018】式中、時間 t_0 は、 $t_0 = 2r/c$ のように走査深さ r と関連付けられ、 w_0 は時間軸に関するレンジゲートの幅を表し、 u は相互相関関数の時間シフト★

$$C_{k+1}(t_0, u) = C_{k,k}(t_0, u - \tau) \quad (5)$$

関数 $C_{k,k}(t_0, u - \tau)$ は、自己相関関数であり、 $u = \tau$ のとき最大になる。軸方向速度が一定であるという理想的な状況を仮定すると、相関関数の最大は時間シフト

$$V_z(r, t) = (c/2)(\tau/T) \quad (6)$$

図1を参照するに処理システム300の相互相関回路302は、関数 $C_{k+1}(t_0, u)$ が最大になるときのパラメータ u を探索することにより、速度 $V_z(r, t)$ を決定する。このため、相互相関関数は、 m がスカラー

$$\tau = u_0$$

を利用すると共に、 τ の測定を実現する。

【0020】このような相関方法によれば、かかる相関関数に対する最大値は1個しか存在しないので、速度の測定に曖昧さは残らない。時間シフト法は、同じ軸 Z 方向で2回の時間的に連続した励起の間のターゲットの実際の移動を導出する。したがって、レンジゲートを巧く選択する必要がある。図3の(A)には時間性信号 $d_k(r, t)$ に適用される寸法 $w_0 = 2\mu s$ の第1のレンジゲートが示され、図3の(B)には時間性信号 $d_{k+1}(r, t)$ に適用される寸法 $w_1 = 4\mu s$ の第2のレンジゲートが示され、図3の(C)には二つの時間性信号 $d_k(r, t)$ 及び $d_{k+1}(r, t)$ の相関 C が示され、これにより、0.3 μs のオーダーの τ に対し相関ピーク C_{max} が決定され、式(6)を用いて速度 $V_z(r, t)$ の計算が行われる。

【0021】相関関数の最大値の決定中に標本化に本質的に伴う誤差を除去するため、処理システム300は、相関関数の値に基づいて相関ピーク、従って、対応した速度の非常に正確な推定値を与える多重化補間回路303を含む方が有利である。この種の処理によれば、信号間の相関は、先に使用された信号 $y_{k+1}(r, t)$ 及び $y_k(r, t)$ が符号に簡約化されるという意味で所謂1ビット相関である。その場合、相関関数のピーク C

＊＊ 查励起の間にターゲットによって誘起された時間シフト τ を測定する手段を有する処理システム300を具備したエコー検査装置を用いて測定することができる。1次近似式を用いることにより、2回の連続的な時間性信号の間の補間関数は次式によって表される。

【0017】

【数1】

★パラメータを表す。式(2)を式(4)に代入することにより、次式が得られる。

☆フト τ に対応するので、ランク k のエコー検査励起に対する血液の速度は次式に従って決定できる。

【0019】

◆ラ量を表すとき、 $2m+1$ 個の相関関数値を得るため、標本化刻み Δt で標本化される。 $u = u_0$ に対応した上記 $2m+1$ 個の値の中の最大値は、以下の式：

$$(7)$$

C_{max} は、二等辺三角形のような形状になることが知られている。図4に示される如く、この形状が分かることにより、相関計算は時間性信号の離散点だけで行えるようになり、所定の数の点が決定された後、最高点とその隣接した2点に基づいて、相関ピーク C_{max} の完全な再構成が線形補間によって行われ、 $u_0 = \tau$ の場所の正確な決定が行われ、 $V_z(r, t)$ の推定が可能になる。

【0022】図1を参照するに、速度 $V(t, z)$ に対し見つけられた値は後の演算の目的のため記憶用メモリに格納される。図5に示されるように、縦軸が cm/s 単位の速度値 $V_z(r, t)$ を表し、横軸が mm 単位の深さ r を表すグラフは、時点 t における動脈中の Z 軸方向の速度のプロファイルを与える。また、 Z 軸は0に関して一方の側で N 個の点、0に関して他方の側で N 個の点に離散化されているので、速度プロファイルは同数の点で離散化される。

【0023】図1を参照するに、公知の視覚化手段を用いることにより、血管中の速度プロファイルの時間に関する展開から得られる血流のカラー画像がスクリーン305に表示され得る。画像中の速度のカラーエンコーディングはCVI(カラー速度映像化)と称される。1ビット相関エコー検査法の重要な利点は、速度プロファイルが実時間に獲得される点である。しかし、血管中の血

液の速度に関する十分な精度を備えたデータを供給し得る方法であれば、以下に説明するように粘度及び圧勾配を巧く推定する他の方法を使用してもよい。

【0024】同じ場所Zにおける血液の速度プロファイルは時間的に変化する。粘性、圧縮性又は等方性のような流体の特性と、層流又は乱流特性のような流れの性質と、剛性、弾性又は粘弾性のような流体を含む管の特性と、広帯域又は狭帯域のような圧勾配の形状は、速度プロファイルの形状を支配するパラメータである。以下、動脈中の血液は、層状流束を有し、剛性管内を流れるニュートン流体に類似していると仮定する。図5に示されるように、圧勾配 dP/dx に対し、速度 $V(r, t)$ は、以下の公知の方程式(8)によって表現されるナヴィエ・ストークスの法則を満たす。

【0025】

【数2】

$$-\frac{dP}{dx} = \rho \left(\frac{dV}{dt} \right) - \mu \left(\frac{d^2V}{dr^2} \right) + \frac{1}{r} \frac{dV}{dr} \quad (8)$$

【0026】式中、 ρ は流体の密度であり、 μ は粘度である。粘度及び圧勾配を速度に関連付けるナヴィエ・ストークスの法則は、しかし、流体粘度及び圧勾配を流体の速度の関数として直接的に計算し得ない。ナヴィエ・ストークスの方程式の反転による流体粘度の計算は、複雑な解析的な表現を生じる。

*

$$y = \begin{bmatrix} \frac{\rho}{\pi r_1^2} \frac{dQ(\eta)}{dt} \\ \frac{\rho}{\pi r_N^2} \frac{dQ(r_N)}{dt} \end{bmatrix}; h = \begin{bmatrix} \frac{2}{r_1} \frac{dV_X(\eta)}{dr} \\ \frac{2}{r_N} \frac{dV_X(r_N)}{dr} \end{bmatrix}; \delta = \delta \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} = -\frac{\partial P}{\partial x} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

【0031】したがって、順問題の方程式は以下の通り※ ※表現される。

$$y = \mu h + \delta + b$$

(11)

式中、bは、測定誤差をモデル化するガウス性白色雑音である。式(11)に従って、yはガウシアンベクトル★

$$\mu h + \delta$$

(12)

本方法の本質的なフェーズは、順問題をモデル化する式

(11)を反転することである。逆問題に対する解は、

好ましくは、粘度 μ 並びに圧勾配 δ を評価するため使用

される公知の最大尤度推定量を用いて獲得される。 ☆

$$(\hat{\mu}, \hat{\delta}) = \arg \max_{(\mu, \delta)} [p(y | \mu, \delta)]$$

(13)

【0034】式中、 $p(y | \mu, \delta)$ は、条件 μ 及び δ の下でのyの条件付き確率であり、

【0035】

【外1】

$$\hat{\mu} \quad \text{及び} \quad \hat{\delta}$$

◆

$$W(\mu, \delta) = (y - \mu h - \delta)^T K_n^{-1} (y - \mu h - \delta) \quad (14)$$

*【0027】本発明によれば、上記の問題点が回避され、粘度及び圧勾配は、好ましくは、上記の通り予め決定された速度プロファイルにより与えられるデータに基づいて粘度及び圧勾配を評価する式(8)の反転(逆問題)を含むデータ処理手続きを用いて実時間で決定される。層流を仮定すると、ナヴィエ・ストークスの方程式は、所与のr及びtに対する速度 $V(r, t)$ の変動を支配する。Z軸に関してr₀からr_Nまでの空間座標r_iを有するR₀からR_Nまでの離散点R_iに対し、r = r₀からr = r_Nの間でナヴィエ・ストークスの方程式(8)を積分することにより、V_rの半径方向の微係数が零であるとき、以下の式(9)が得られる。

【0028】

【数3】

$$\frac{\rho}{\pi r_j} \frac{dQ(r_j)}{dt} = -\frac{\partial P}{\partial x} \mu \frac{2}{R} \frac{\partial V_X(r_j)}{\partial r} \quad (9)$$

【0029】式中、r_iは走査深さである。以下の式

(10)の各要素は、時間t及び半径r_iの関数である。

各時間標本に対し、以下の式はベクトル形式で表現することができ、各ベクトルは別個の走査深さr_iでの差分値の値によって形成され、以下の通り表される。

【0030】

【数4】

★であり、その平均値は以下の値に一致する。

☆【0032】yの尤度を最大化する値 μ 及び δ が探索され、条件 μ 及び δ の下で以下の式(13)が得られる。

【0033】

【数5】

◆【0036】は、 μ 及び δ の推定量であり、最大尤度推定量と称される。これは、以下のW(μ, δ)の形で表されるコスト関数の最小値を探索することと等価である。

式中、 K_n^{-1} は、係数が y の値に割り当てられた信頼性に依存する対角行列であり、 μ 及び δ に対し、以下の式が得られる。

*【0037】
【数6】

$$\hat{\mu} = \frac{y^T K_n^{-1} h - \frac{h^T K_n^{-1} 1 y^T K_n^{-1} 1}{1^T K_n^{-1} 1}}{h^T K_n^{-1} h - \frac{h^T K_n^{-1} 1 h^T K_n^{-1} 1}{1^T K_n^{-1} 1}} \quad (16a)$$

$$\hat{\delta} = \frac{h^T K_n^{-1} y - \hat{\mu} h^T K_n^{-1} h}{h^T K_n^{-1} 1} \quad (17a)$$

【0038】第1の近似の場合、雑音は、行列 K_n が単位行列に比例するように、均等に分散していると仮定される。これにより、以下の式の通り解の第1近似が得ら

※れる。

【0039】
【数7】

$$\hat{\mu}(0) = \frac{y^T h - \frac{h^T 1 y^T 1}{1^T 1}}{h^T h - \frac{h^T 1 h^T 1}{1^T 1}} \quad (16b)$$

$$\hat{\delta}(0) = \frac{h^T y - \hat{\mu} h^T h}{h^T 1} \quad (17b)$$

【0040】本発明は、式(11)と好ましくはエコー検査を用いて決定される速度プロファイルとによって形成される順問題から始めて、或いは、等価的な結果を与える他の方法を用いて、以下に説明する段階に従って最大尤度推定量を利用して上記の逆問題を解決する方法に基づいて粘度 μ を決定する方法を提案する。図1及び6を参照するに、プロセッサ400は、エコー検査装置又は速度を与えるシステムの処理システム300に関連付けられる。エコー検査の場合、処理システム300は、当業者により使用される意味で“ハードウェア”であり、プロセッサ400は、同様に公知のソフトウェア的な意味でプログラムされる。プロセッサ400は、エコー検査装置の一部でもよく、或いは、エコー検査装置に接続されたワークステーションの一部を形成してもよい。プロセッサ400のプログラミングは、図6の機能ブロック図によって示されるような本発明に従って粘度 μ 及び圧勾配 δ を決定するため必要な種々の段階を定義する。本発明の方法は、以下の段階を含む。

【0041】取得段階(410)は、処理システム300★

★0によって供給された速度プロファイル $V_x(r, t)$ に基づいて、式(1)を利用して速度プロファイル $V_x(r, t)$ を取得する。標本化段階(420)は、 $2 \leq n \leq N$ であるとき、 n 個の区分点が、血管を疑似する管の一般的に r_1 として表される半径 $r_1 \sim r_n$ を定義するように、 N 個の離散点 R_1 から R_n の中の点 R_1 から R_n までの n 個の点を利用して、所与の離散化された速度プロファイルを標本化する。

【0042】決定段階(430)は、一般的に $V_x(r_1)$ の形で表現される区分点 $R_1 \sim R_n$ での速度 $V_x(r_1) \sim V_x(r_n)$ によって形成される速度ベクトルを決定する。推定段階(440)は、 r_1 から r_n までの半径 r_1 によって定義された管の区分で、管内の流体、すなわち、血管中の血液の流速を推定し、 $Q(r_1)$ から $Q(r_n)$ までの流速 $Q(r_1)$ を生じる。

【0043】ベクトル y の計算段階(450)は、 r_1 から r_n までの半径 r_1 に対し、以下の式：

【0044】
【数8】

$$\frac{\rho}{\pi r_j} \frac{dQ(r_j)}{dt} \quad (20)$$

【0045】を計算して、式(10)に従ってベクトル y を計算する。式(20)を計算する計算段階(450)は以下の2次段階を含む。すなわち、式(20)

は、以下の式：
【0046】
【数9】

$$Q(r_j) = \sum_{i=1}^{inj} 2\pi r_i V_x(r_i) \quad (20a)$$

【0047】に従って計算された流速 $Q(r_i)$ を決定し、 r_i から r_n までの半径 r_i に対し以下の式： * 【0048】

$$\frac{dQ(r_j)}{dt} \quad (20b)$$

【0049】に従って流速 $Q(r_i)$ の時間微係数を決定し、 ρ が略1に一致すると仮定される流体の体積質量 $\rho/\pi r_i$ * を表すとき、 r_i から r_n までの半径 r_i に関する夫々の量： (20c)

で流速の時間微分を乗算することにより計算される。

【0050】ベクトル h の計算段階(460)は、半径 r_i を定義する R_1 から R_n までの各点 R_i に対する速度の軸方向微係数である以下の量：

【0051】

【数11】

$$\frac{2}{r_j} \frac{\partial V_x(r_j)}{\partial r} \quad (30)$$

【0052】の計算を実行して、式(10)に従ってベクトル h を計算する。行列積の計算段階(470)は、行列 M が以下の式：

$$M = y - \mu h - \delta$$

で表現され、行列 M^T が行列 M の転置行列を表すとき、行列積：

$$M^T K^{-1} M$$

を計算する。

【0053】粘度の計算段階(480)は、式(16)に従って粘度 μ を計算する。圧勾配の計算段階(490)は、式(17)に従って圧勾配：

【0054】

【数12】

$$\delta = -\frac{dp}{dx}$$

【0055】を計算する。上記の段階410乃至490を実行するため、プロセッサは、流速の時間微係数、速度の軸方向微係数、及び、行列計算のための式を用いてプログラムされる。処理システム300は、実時間で自動的に速度プロファイルを供給し、プロセッサ400は、非常に短い全体的な遅延、すなわち、実時間で引き続き自動的に粘度及び圧勾配を供給する。

【0056】2個の未知数 μ 及び σ を用いて式(8)を解法するため、本発明による方法では、 $n \geq 2$ のときに2個の未知数で実際に n 個の方程式を解くため、速度プロファイルの離散点を用いて順問題の反転(逆問題化)が行われる。血液粘度を決定する場合に、2個の未知数

を決定するため2個の未知数を用いて3個以上の独立した方程式を得るため、 $n > 2$ なる n 個の離散点を選択することが肝要である。實際上、 $n = 2$ への簡約化が行われた場合、2個の未知数を決定できない不定条件が生じる場合がある。かかる状況では、計算手段は停止される。したがって、便宜的に $n > 2$ なる n 個の区分点を選択されるならば、常に、2個の未知数 μ 及び σ を決定するために十分な個数の方程式が得られる。

20 【図面の簡単な説明】

【図1】動脈の血液粘度及び心拍に起因した圧勾配を決定する方法のステップの動作を説明する機能ブロック形式のフローチャートである。

【図2】(A)は血管の長軸(X)に関してエコー検査走査軸(Z)を示し、(B)は2回のエコー検査励起の間の時間的シフトを示し、(C)は解像度ウィンドウを示す図である。

【図3】(A)及び(B)は、夫々、第1及び第2の時間的信号を示し、(C)は相関信号を示す図である。

30 【図4】1ビット相関信号を示す図である。

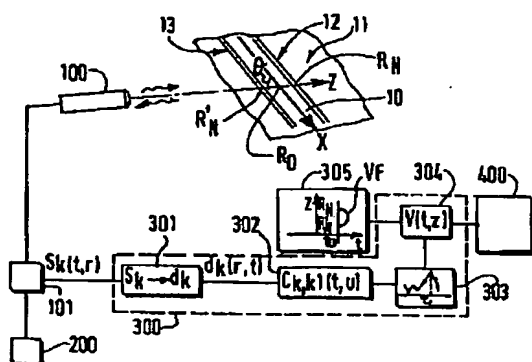
【図5】エコー検査励起軸Z方向の速度プロファイルを示す図である。

【図6】血管中の粘度及び圧勾配の値を生成するため、速度ベクトルを変換する方法の動作を説明する機能ブロック形式のフローチャートである。

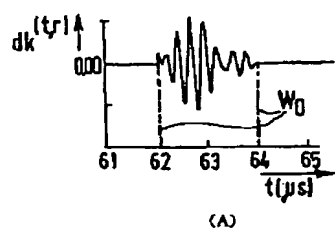
【符号の説明】

400	プロセッサ
410	取得段階
420	標本化段階
430	決定段階
440	推定段階
450	ベクトル y の計算段階
460	ベクトル h の計算段階
470	行列積の計算段階
480	粘度の計算段階
490	圧勾配の計算段階

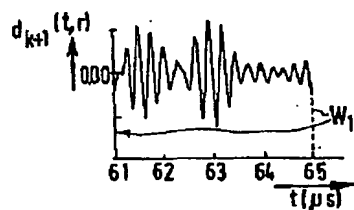
【図1】



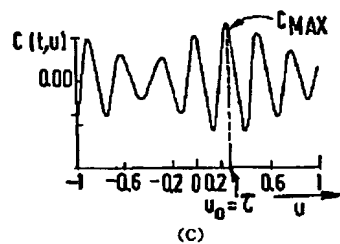
【図3】



(A)

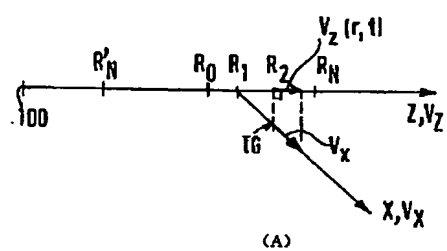


(B)

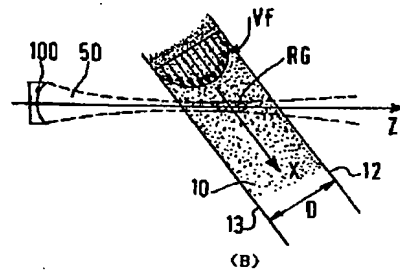


(C)

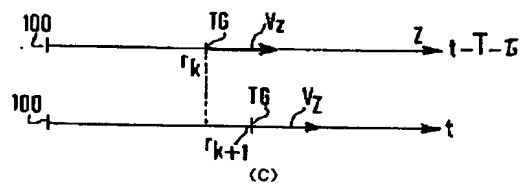
【図2】



(A)

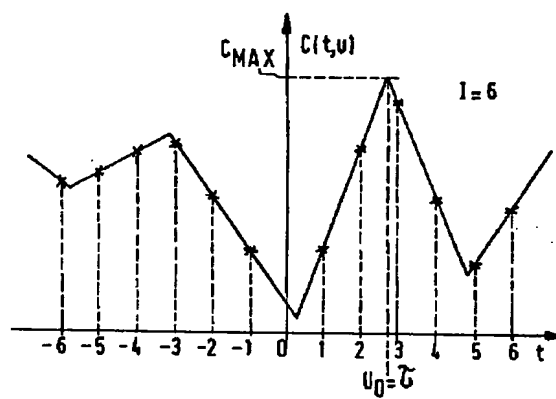


(B)

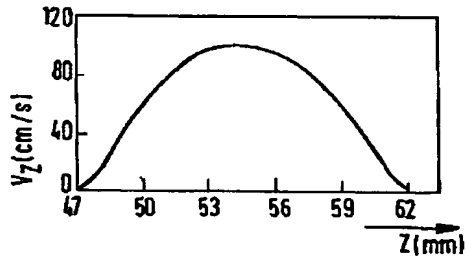


(C)

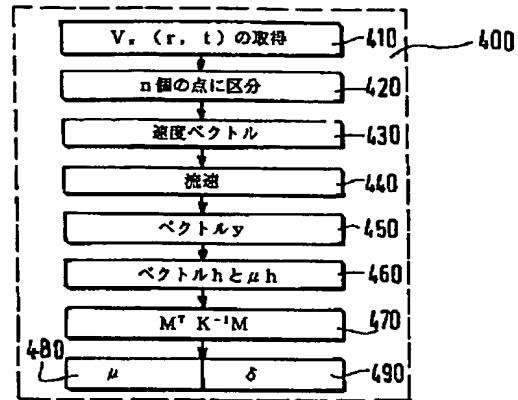
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(71)出願人 590000248
Groenewoudseweg 1,
5621 BA Eindhoven, The
Netherlands

(72)発明者 ファブリス ブリュニ
フランス国, 77380 コンソーラーヴィル,
アレ・デ・イリス 7
(72)発明者 オディル ボンフ
フランス国, 94130 ノジャン/マルヌ,
スクワール・ド・ラ・フォンテーヌ 12